

**BREATHING MONITOR FOR REHABILITATION**

**Patent number:** JP54127190  
**Publication date:** 1979-10-02  
**Inventor:** ITOU AYAO  
**Applicant:** TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO  
**Classification:**  
- **international:** A61B5/08  
- **European:**  
**Application number:** JP19780033894 19780324  
**Priority number(s):** JP19780033894 19780324

Abstract not available for JP54127190

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

## ⑪公開特許公報(A)

昭54-127190

⑤Int. Cl.<sup>2</sup>  
A 61 B 5/08識別記号 ⑥日本分類  
94 D.31⑦内整理番号 ⑧公開 昭和54年(1979)10月2日  
7309-4C発明の数 1  
審査請求 未請求

(全 5 頁)

## ⑨リハビリテイション用呼吸モニタ

東京芝浦電気株式会社総合研究所内

⑩特 願 昭53-33894

⑪出願人 東京芝浦電気株式会社

⑫出願 昭53(1978)3月24日

川崎市幸区堀川町72番地

⑬発明者 伊藤阿耶雄

⑭代理人 弁理士 鈴江武彦 外2名

川崎市幸区小向東芝町1番地

## 明細書

## 1.発明の名称

リハビリテイション用呼吸モニタ

## 2.特許請求の範囲

被検者の換気に伴う呼吸量変化を示す呼吸曲線を検出する手段と、この手段で検出された呼吸曲線から呼吸方法の良否を判定する手段と、この手段により呼吸方法が良好と判定されたときの呼吸曲線を凍結して表示すると共に、実時間での呼吸曲線を同時に表示する手段とを具備したリハビリテイション用呼吸モニタ。

## 3.発明の詳細な説明

この発明は呼吸監視装置に係り、特に患者に適切な呼吸方法を指示するためのリハビリテイション用呼吸モニタに関するものである。

近年、高年令者層の増加、大気の汚染等により、種々の呼吸器疾患患者の増加の傾向が見られる。特に、呼吸不全状態にある肺瘻性肺疾患者は、適切な呼吸を行なえず呼気が充分に行なえないため、呼吸終末のレベルの乱れた不整

な呼吸を繰返すという状態に陥りやすく、治療に長期間を要している。

従つて、このような患者に対しては、何らかの方法により適切な呼吸方法を指示し、呼吸方法の良否を知らせることができれば、この種の患者のリハビリテイションにとつて極めて有効であり、治療期間の短縮が期待できることになる。

この発明の目的は、患者の呼吸方法を認識し適切な呼吸方法で呼吸するよう指示を与えるリハビリテイション用呼吸モニタを提供することにある。

この発明は患者の呼吸状態、すなわち換気に伴う呼吸量の変化を示す呼吸曲線を検出して、その呼吸曲線から呼吸方法の良否を判定し、これにより呼吸方法が良好と判定されたときの呼吸曲線を凍結して表示すると共に、実時間での呼吸曲線を併せて表示するものである。このようにすれば患者は両呼吸曲線を比較して見ることによつて、現在行なつている呼吸方法が適切

か否かを認識できるので、両呼吸曲線が類似波形となるように呼吸方法を置き変えてみるとことにより、適切な呼吸方法を習得することが可能となる。呼吸曲線から呼吸方法の良否を判定する手段としては、種々考えられるが、例えば呼吸曲線の呼気終末レベルの変化を検出し、このレベルが数呼吸にわたつてほぼ一定であるとき、呼吸方法が良好であると判定するようにすればよい。

以下この発明の実施例を説明する。

第1図はこの発明の一実施例を示すリハビリテーション用呼吸モニタのプロック図である。第1図において、患者1の胸部には一対の電極2が取付けられ、この電極2はインピーダンスニューモグラフ3に接続されている。インピーダンスニューモグラフ3は電極2を通して患者1の胸部のインピーダンス値の変化から、呼吸量の相対的变化を示す呼吸曲線を検出する装置で、呼吸曲線に従つてレベルが<sup>12</sup>アナログ的に変化するその出力は、呼吸方法判定回路4とA/D

変換器5に加えられる。

A/D変換器5はインピーダンスニューモグラフ3の出力を順次一定周期でサンプリングしてA/D変換し、そのデジタル出力はマルチブレクサ6に入力される。マルチブレクサ6はA/D変換器5の出力を第1および第2の2つのメモリア7に選択的に入力する。これらのメモリア7に記憶された内容は、マルチブレクサ6を介して選択的に読み出され、D/A変換器8と表示装置11にX軸信号として与えられる。表示制御回路12は呼吸方法判定回路4の判定結果に従つてA/D変換器5、マルチブレクサ6、メモリア7、マルチブレクサ9、D/A変換器8および表示装置11の制御を行なう回路であり、表示装置11に対してはX軸信号およびY軸信号(輝度変調信号)の供給を行なう。

呼吸方法判定回路4はインピーダンスニューモグラフ3の出力、すなわち呼吸曲線から呼吸

方法の良否を判定する回路で、この例では各呼吸毎に呼吸曲線の呼気期間における終末のレベル(第3図中①、②、③で示す点のレベル)を検出し、これらのレベルの再現性を比較する。そして第3図では①、②、③の3点のレベルが等しくなると、すなわち呼吸にわたつて安定な呼吸が繰返されると、呼吸方法が良好であると判定して、表示制御回路12に出力信号を送る。表示制御回路12はこの信号を受けると、マルチブレクサ6の出力をメモリア7からメモリア8に切換えて接続し、これによりそれ以降のA/D変換された呼吸曲線はメモリア8に順次蓄込まれる。すなわち、メモリア7には呼吸方法が適切良好であつたときの呼吸曲線が、またメモリア8には実時間における呼吸曲線がそれぞれデジタル的に記憶されることになる。

次に、表示制御回路12はメモリア7とメモリア8との内容を交互に読み出しD/A変換器10を通して表示装置11にX軸信号と

して与える。この結果、表示装置11の画面上では、図3に示すように上段には呼吸方法が良好なときの呼吸曲線21が凍結して表示され、下段には実時間での呼吸曲線22が表示される。この場合、第2図でA点の統計が1回目の実時間での呼吸曲線22の始まりの点Bとなる。

なお、メモリア7への書き込み動作は、それぞれの内容が読み出されているときには行なわれないことは勿論である。

呼吸方法判定回路4は表示装置11が第3図のようない表示を行なつている間、必要に応じ先と同様に各呼吸毎に呼吸曲線の呼気期間における終末レベルを検出し、そのレベルを第3図の点①、②、③のレベルと比較して、その差がある一定範囲内にあるときは表示器13(例えばランプのごとき簡単なものでよい)に信号を送り、この表示器13に適当な表示を行なわせる。患者はこの表示により、表示装置11が行なう第3図の表示によりある期間における呼吸方法の良否を認識すると同時に、たつた今行なつた

呼吸が良好なものであつたかどうかをも認識することができる。従つてこのような表示手段を併用すれば、リハビリテイションの上で一層効果的である。なお、このようなたつた今の呼吸が良好であつたかどうかを表示する手段として専用の表示器を設げずに、呼吸曲線を表示する表示装置<sup>11</sup>上、例えば第2図の点C、C'等に輝点の形で表示してもよい。

次に呼吸方法判定回路<sup>4</sup>について詳しく説明する。第8図は呼吸方法判定回路<sup>4</sup>の具体例を示すプロック図、第9図は第8図の各部の信号波形図である。呼吸方法判定回路<sup>4</sup>に入力されたインピーダンスニューモグラフ<sup>3</sup>の出力、すなわち第4図(a)に示す呼吸曲線に相当した信号はまず微分回路<sup>32</sup>で微分されて、第4図(b)に実線で示す速度波形に類似した波形に変換される。第1の比較回路<sup>32</sup>はこの波形を第4図(b)に点線で示す呼気レベルと比較し、第4図(c)に示す呼気相に対応したパルスを出力する。モノマルチ<sup>33</sup>はこのパルスの立下り、つまり呼気

終末点で第8回路<sup>4</sup>に示すパルスを発生する。第2の比較回路<sup>34</sup>はこのモノマルチ<sup>33</sup>の出力パルスで駆動されて、第4図(d)の呼吸曲線とサンプルホールド回路<sup>35</sup>の出力とを比較する。サンプルホールド回路<sup>35</sup>はモノマルチ<sup>33</sup>の出力パルスを遅延回路<sup>36</sup>で一定微少時間遅延した第4図(e)に示すパルスにより駆動されて呼吸曲線をサンプルする。このため、サンプルホールド回路<sup>35</sup>には1呼吸前の呼気終末レベルの値、すなわち第4図(e)の①、②、③、④、⑤…の各点のレベルが順次サンプルされ保持されることになる。従つて、第3の比較回路<sup>34</sup>は1呼吸前の呼気終末レベルと現在の呼気終末レベルとを比較することになり、この両者が一致またはその差が一定値以下の場合は、第4図(f)に示すパルスを発生し、このパルスをカウンタ<sup>37</sup>に送つてその内容をカウントアップさせる。一方、上記の両者が不一致またはその差が一定値を越えた場合には、比較回路<sup>34</sup>は第4図(g)に示すパルスを発生し、このパルスをカウ

ンタ<sup>37</sup>に送つて、カウンタ<sup>37</sup>をリセットする。第4図の例では、同図(e)の①、②、③の点までは呼気終末レベルが安定しないため比較回路<sup>34</sup>から第4図(f)のパルスが発生して、カウンタ<sup>37</sup>はリセット状態を保持し、また同図(e)の④、⑤、⑥の点では呼気終末レベルが安定するため、比較回路<sup>34</sup>から第4図(g)のパルスが発生して、カウンタ<sup>37</sup>はカウントアップされる。

カウンタ<sup>37</sup>はある値までカウントアップされると(この例では8カウント)、その出力に第4図(e)のパルスを発生し、このパルスでフリップフロップ<sup>38</sup>をセットする。このカウンタ<sup>37</sup>の出力パルスは第1図の表示制御回路<sup>12</sup>にも送られ、表示制御回路<sup>12</sup>はこのパルスを受けると、A/D変換器<sup>8</sup>の出力を第2のメモリ<sup>9</sup>に入力するようにマルチプレクサ<sup>6</sup>を制御する。これ以後は、呼気終末レベルが安定していることを示す第4図(f)の比較回路<sup>34</sup>の出力パルスは、既に第4図(g)の比較回路<sup>34</sup>の出力

パルスでセット状態にあるフリップフロップ<sup>38</sup>の出力とともにAND回路<sup>39</sup>に入力される。従つてAND回路<sup>39</sup>の出力には第4図(f)のパルスに同期してパルスが発生し、このパルスは第1図の表示器<sup>13</sup>に送られ、表示器<sup>13</sup>で適切な呼吸が行なわれたことが表示されることになる。

以上説明したように、この発明によれば呼吸方法が良好なときの呼吸曲線と実時間での呼吸曲線とを併せて表示することにより、患者に対し適切な呼吸方法を呼吸曲線として指示し、それを基に患者が行なつている呼吸方法の良否を認識させることができる。従つて、この発明を利用すれば、患者は手遅にしかも比較的短時間で適切な呼吸方法を習得することができるようになり、治療効果の向上、ひいては治療期間の短縮も期待し得る。

なお、前記実施例では呼吸曲線から呼吸方法の良否を判定するために、呼気終末レベルの安定性、いいかえれば再現性に着目して、この再

現性を監視することによりその判定を行なつたが、呼吸の深さや周期等の再現性を監視することとで呼吸方法の良否を判定するようにもよい。

なお、呼吸曲線に基く呼吸方法の良否の判定から、呼吸方法が良好なときの呼吸曲線を収結して表示する迄の操作は医師や看護人によつてもよい。

#### 4 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の一実施例を示すリハビリテーション用呼吸モニタのプロック図、第2図は同モニタによつて得られる呼吸曲線の表示の一例を示す図、第8図は第1図中の呼吸方法判定回路の具体例を示すプロック図、第9図は第8図の動作を示す各部の信号波形図である。

3 … インピーダンスニューモグラフ

(呼吸曲線検出手段)

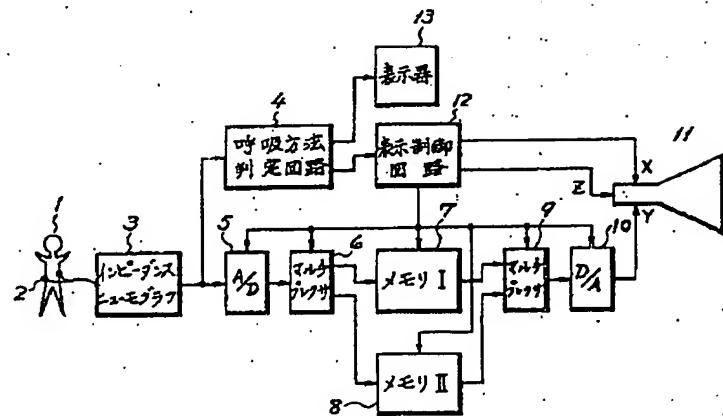
4 … 呼吸方法判定回路

13 … 表示装置

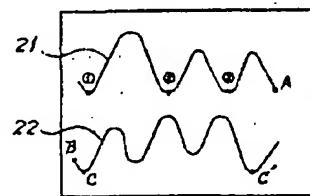
出願人代理人 弁理士 鈴 江 武彦

11

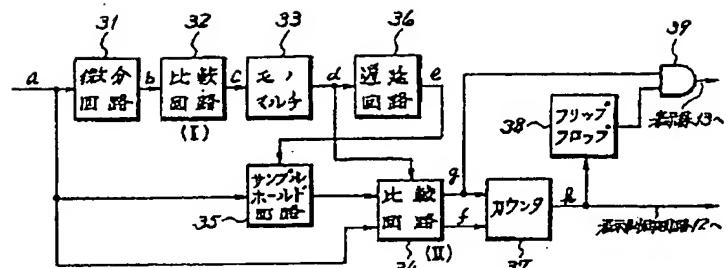
第1図



第2図



第3回



牛 4 圖

